

⑫ 公開特許公報 (A)

昭56—83343

① Int. Cl.³
A 61 F 1/03識別記号 庁内整理番号
7169—4C

③ 公開 昭和56年(1981)7月7日

発明の数 10
審査請求 有

(全 33 頁)

⑯ 改良補綴関節

① 特 願 昭55—74138

② 出 願 昭55(1980)6月2日

優先権主張 ③ 1979年7月2日 ③ 米国(US)
④ 53694⑤ 発 明 者 フレデリック・エフ・ブーチェ
エル
アメリカ合衆国07111 ニュージー
ヤージー州アービントン・オレ
ンジ・アベニュー112⑥ 発 明 者 ミツチエル・ジェー・パツバス
アメリカ合衆国07111 ニュージー
ヤージー州アービントン・パー
ク・プレース209⑦ 出 願 人 バイオメデイカル・エンジニア
リング・コープ
アメリカ合衆国07102 ニュージー
ヤージー州ニューアーク・スー
ツ2404 ゲートウェイ1

⑧ 代 理 人 弁理士 押田良久

(第 2 頁)

明 細 書

1. 発明の名称

ニュージーヤージー式凹凸支承型膝関節面交
換補綴

2. 特許請求の範囲

1. a) 第1上部支承面を有し且つ膝関節の脛骨
部分を交換するための脛骨台板装設、b) 脛骨台板装設の第1上部支承面と関節的
にかみ合う第1下部支承面を有し、且つ膝関節の
脛骨台板装設と大腿骨部分間に連ね接継を提
供するための支承挿入物を含み、その改良はc) 支承挿入物の運動を脛骨台板装設に関し
て拘束するための軌道装設からなる脛骨台板装
設により構成されることを特徴とする型式の改良補
綴関節。2. 軌道装設が曲軌道からなることを特徴とす
る特許請求の範囲第1項に記載の改良補綴関節。3. 軌道装設が円形曲軌道からなることを特
徴とする特許請求の範囲第1項に記載の改良補綴
関節。4. さらに、支承挿入物装設が脛骨台板装設の
軌道装設から脱臼するのを防ぐための保持装設を
設けたことを特徴とする特許請求の範囲第1項に
記載の改良補綴関節。5. 支承挿入物装設が非円形台板であるため優
れた負荷支承特性と改良された安定性が提供され
ることを特徴とする特許請求の範囲第1項に記載
の改良補綴関節。6. a) 第1上部支承面を有し、且つ膝関節の脛
骨部分を交換するための脛骨台板装設、b) 脛骨台板装設の第1上部支承面と関節的
にかみ合う第1下部支承面及び第2上部支承面を
有し、且つ脛骨台板と大腿骨成分装設間に連ね接
継を提供するための支承挿入物装設、c) 支承挿入物装設の第2上部支承面と関節
的にかみ合う第2下部支承面を有し、且つ膝関節
の大腿骨部分を交換するための大腿骨成分装設を
含み、その改良はd) 支承挿入物の運動を脛骨台板装設に関し
て拘束するための軌道装設、からなる脛骨台板装

壁により構成されることを特徴とする型式の改良補綴装置。

7. 軌道が曲軌道であることを特徴とする特許請求の範囲第 6 項に記載の改良補綴装置。

8. 軌道が円形曲軌道であることを特徴とする特許請求の範囲第 6 項に記載の改良補綴装置。

9. 保持装置が

a) パチ型突起の輪郭をきめる支承挿入物の各部分、

b) パチ型突起がその中に撚動的に保持されるパチ型相当断面の輪郭をきめる脛骨台板装置の軌道装置の各部分からなることを特徴とする特許請求の範囲第 4 項に記載の改良補綴装置。

10. a) 第 1 上部支承面を有し、且つ膝関節の第 1 頰状突起連接の脛骨部分を交換するための脛骨台板装置、

b) 脛骨台板装置の第 1 上部支承面と撚動的にかみ合う第 1 下部支承面及び第 2 上部支承面を有し、且つ膝関節の第 1 頰状突起連接到代わる連結経路を提供する支承挿入物装置、

(第 5 頁)

脛骨台板装置、

b) 第 2 上部支承面を有し、且つ膝関節の第 2 頰状突起連接の脛骨部分を交換するための第 2 脛骨台板装置、

c) 第 1 脛骨台板装置の第 1 上部支承面と撚動的にかみ合う第 1 下部支承面及び第 3 上部支承面を有し、且つ膝関節の第 1 頰状突起連接到代わる第 1 連結経路を提供するための第 1 支承挿入物装置、

d) 第 2 脛骨台板装置の第 2 上部支承面と撚動的にかみ合う第 2 下部支承面及び第 4 上部支承面を有し、且つ膝関節の第 2 頰状突起連接到代わる第 2 連結経路を提供するための第 2 支承挿入物装置、

e) 第 1 支承挿入物装置の第 3 上部支承面と撚動的にかみ合う第 3 下部支承面を有し、且つ膝関節の第 1 頰状突起連接の大腿骨部分を交換するための第 1 大腿骨成分装置、および

f) 第 2 支承挿入物装置の第 4 上部支承面と撚動的にかみ合う第 4 下部支承面を有し、且つ膝

特開 56-83343 (2)

a) 支承挿入物装置の第 2 上部支承面と撚動的にかみ合う第 2 下部支承面を有し、且つ膝関節の第 1 頰状突起連接の大腿骨部分を交換するための大腿骨成分装置を含み、さらに

4) 膝関節が第 3 実質的球状凸形下部支承面と撚動的にかみ合う第 3 の実質的に球状上部支承面を含む第 2 貼状突起連接到代わる、

5) 第 3 の実質的に球状凹形上部支承面が第 1 曲率中心をきめ、その改良は

1) 脛骨台板装置が支承挿入物の運動を脛骨台板装置に關して拘束するための円形曲軌道装置からなり

2) 円形曲軌道が第 1 面内にあると共に第 2 曲率中心を有するため、第 1 面に直角で第 2 曲率中心を通る第 1 軸がきまり、

3) 第 1 軸が第 2 頰状突起連接の第 3 実質的球状凹形上部支承面の第 1 曲率中心を通過することを特徴とする型式の改良補綴装置。

11. a) 第 1 上部支承面を有し、且つ膝関節の第 1 頰状突起連接の脛骨部分を交換するための第 1

(第 6 頁)

関節の第 2 頰状突起連接の大腿骨部分を交換する第 2 大腿骨成分装置を含み、その改良は

a) 第 1 脛骨台板装置が第 1 支承挿入物装置の運動を第 1 脛骨台板装置に關して拘束するための第 1 軌道装置、からなり

b) 第 2 脛骨台板装置が第 2 支承挿入物装置の運動を第 2 脛骨台板装置に關して拘束するための第 2 軌道装置、からなることを特徴とする型式の改良補綴装置。

12. a) 第 1 脛骨台板装置の第 1 軌道装置が第 1 曲軌道からなり、かつ

b) 第 2 脛骨台板装置の第 2 軌道装置が第 2 曲軌道からなることを特徴とする特許請求の範囲第 9 項に記載の改良補綴装置。

13. a) 第 1 脛骨台板装置の第 1 軌道装置が第 1 円形曲軌道からなり、かつ

b) 第 2 脛骨台板装置の第 2 軌道装置が第 2 円形曲軌道からなることを特徴とする特許請求の範囲第 9 項に記載の改良補綴装置。

14. さらに、第 1 脛骨台板装置と第 2 脛骨台板

施設を廃止し、且つ第1腰椎台板装置の第2腰椎台板装置に關する設置の精度を改良し、更に第1腰椎台板装置と第2腰椎台板装置内に機械的負荷の配分をもすると共に十字形初節の保持をできるようにもするブリッジ装置を設けたことを特徴とする特許請求の範囲第9項に記載の改良補綴関節。

15. a) 第1大腿骨成分装置の第3下部支承面が第1支承挿入物装置の第3上部支承面とは、非調和であり、

b) そのため第1支承挿入物装置の第1腰椎台板装置に關する前後移動が調節されるので、補綴関節の屈曲と回転が容易になることを特徴とする特許請求の範囲第9項に記載の改良補綴関節。

16. a) 第1上部支承面を有し、且つ膝関節の股骨部分を交換するための股骨台板装置、

b) 腰椎台板装置の第1上部支承面と滑動的にかみ合う第1下部支承面及び第2上部支承面を有し、且つ腰椎台板装置と大腿骨成分装置間に連係機構を提供するための支承挿入物装置、および

c) 支承挿入物の第2上部支承面と滑動的に

(第 9 項)

18. a) 共通母曲線上の一定の点から複数の回転軸の各軸に順次至る距離によつて決まる曲率半径が面部分の前部から後部への移動にしたがつて単調に減少していき、

b) そのため、増設関節の十分な屈曲が容易に行われることを特徴とする特許請求の範囲第16項に記載の改良補綴関節。

19. a) 第1大腿骨成分装置の第3下部支承面と第1支承挿入物装置の第3上部支承面間の非調和の特徴が0.90と1.00の間の調和比にあることを特徴とする特許請求の範囲第15項に記載の改良補綴関節。

20. a) 第1支承面を有し、且つ解剖関節の第1骨に固定されるための台板装置、

b) 台板装置の第1支承面に滑動的にかみ合う第2支承面を有し、且つ台板装置と解剖関節の第2骨に關連する部分との間に連係機構と提供するための支承挿入物装置を含み、その改良は

c) 台板装置が支承挿入物装置の台板装置に關する運動を拘束する軌道機構、により構成され

かみ合う第2下部支承面を有し、且つ解剖関節の大腿骨部分を交換するための大腿骨成分装置を含み、その改良は、

d) 大腿骨成分装置の第2下部支承面が共通平面母曲線を複数の平行な回転軸の周りに回転することによつて決まる複数の面部分からなることにより構成されることを特徴とする型式の改良補綴関節。

17. a) 大腿骨成分装置の第2下部支承面が共通平面母曲線を第1軸の周りに回転することによつて決まる第1面部分からなり、

b) 大腿骨成分装置の第2下部支承面が共通平面母曲線を第2軸の周りに回転することによつて決まる第2面部分からなり、

c) 第1面部分と第2面部分が結合して共通部分を形成し、かつ

d) 第2軸が第1軸を含む面内にあると共に共通部分上の点が滑らかな連続支承面を形成することを特徴とする特許請求の範囲第16項に記載の改良補綴関節。

(第 10 項)

ることを特徴とする型式の改良補綴装置。

21. 軌道装置が曲軌道からなることを特徴とする特許請求の範囲第20項に記載の改良補綴関節。

22. 軌道装置が円形曲軌道からなることを特徴とする特許請求の範囲第20項に記載の改良補綴関節。

23. さらに、支承挿入物が台板装置の軌道機構から脱臼するのを防ぐための保持装置を設けたことを特徴とする特許請求の範囲第20項に記載の改良補綴関節。

24. 支承挿入物が円形台板製であるため優れた負荷受容性と改良された安定性を有する補綴関節が提供されることを特徴とする特許請求の範囲第20項に記載の改良補綴関節。

25. a) 第1支承面を有し、且つ解剖関節の第1骨に固定されるための台板装置、

b) 台板装置の第1支承面と滑動的にかみ合う第2支承面及び第3支承面を有し、且つ台板装置と第2骨成分装置間に連係機構を提供するための支承挿入物装置、および

c) 支架挿入物装設の第3支承面に摺動的にかみ合う第4支承面を有し、且つ解制関節の第2骨に固定されるための第2骨成分装設を含み、その改良は

a) 台板装設が支架挿入物装設の運動を台座特許に關して拘束するための軌道装設、により構成されることを特徴とする型式の改良補綴関節。

26. 軌道装設が曲軌道からなることを特徴とする特許請求の範囲第25項に記載の改良補綴関節。

27. 軌道装設が円形曲軌道からなることを特徴とする特許請求の範囲第25項に記載の改良補綴関節。

28. 保持装置は

a) パチ形突起部分を輪郭をきめる支架挿入物の各部分、および

b) パチ形突起部がその中で摺動的に保持されるパチ形突起断面の輪郭をきめる台板装設の軌道装設の各部分からなることを特徴とする特許請求の範囲第25項に記載の改良補綴関節。

29. a) 第1支承面を有し、且つ解制関節の第1

骨に固定されるための台板装設、

b) 台板装設の第1支承面と摺動的にかみ合う第2支承面及び第3支承面を有し、且つ台板装設と第2骨成分装設間に第1連接接線を提供するための支架挿入物装設、

c) 支架挿入物装設の第3支承面と摺動的にかみ合う第4支承面を有し、且つ解制関節の第2骨に固定されるための第2骨成分装設を含み、さらに

a) 解制関節が第6の実質的に球状凸形支承面と摺動的にかみ合う第5の実質的に球状凹形支承面を含む第2連接接線を含み、

b) 第5の実質的に球状凹形支承面により第1曲率中心がきまり、その改良は

a) 台板装設が支架挿入物装設の台板装設に關する運動を拘束するための円形曲軌道装設からなり、

b) 円形曲軌道装設が第1面内にあると共に第2曲率中心を有するため、第1面に直角でしかも第2曲率中心を通過する第1軸がきまり、

b) 第1軸が第2連接接線の第5の実質的に球状凹形支承面の第5曲率中心付近の点を通過することを特徴とする型式の改良補綴関節。

30. a) 第1支承面を有し、且つ解制関節の第1骨に固定されるための第1台板装設、

b) 第2支承面を有し、且つ解制関節の第1骨にも固定されるための第2台板装設、

c) 第1台板装設の第1支承面と摺動的にかみ合う第3支承面及び第4支承面を有し、且つ第1台板装設と第1成分装設内に第1連接接線を提供するための第1支架挿入物装設、

d) 第2台板装設の第2支承面と摺動的にかみ合う第5支承面及び第6支承面を有し、且つ第2台板装設と第2成分装設間に第2連接接線を提供するための第2支架挿入物装設、

e) 第1支架挿入物装設と摺動的にかみ合う第7支承面を有し、且つ解制関節の第2骨に固定されるための第1成分装設、

f) 第2支架挿入物装設の第6支承面と摺動的にかみ合う第8支承面を有し、且つ解制関節の

第2骨にも固定されるための第2成分装設を含み、その改良は

a) 第1台板装設が第1支架挿入物装設の運動を第1台板装設に關して拘束するための第1軌道装設から成り、かつ

b) 第2台板装設が第2支架挿入物装設の運動を第2台板装設に關して拘束するための第2軌道装設、からなることを特徴とする型式の改良補綴関節。

31. a) 第1台板装設の第1軌道装設が第1曲軌道からなり、かつ

b) 第2台板装設の第2軌道装設が第2曲軌道からなることを特徴とする特許請求の範囲第30項に記載の改良補綴関節。

32. a) 第1台板装設の第1軌道装設が第1円形曲軌道からなり、かつ

b) 第2台板装設の第2軌道装設が第2円形曲軌道からなることを特徴とする特許請求の範囲第30項に記載の改良補綴関節。

33. さらに、第1台板装設と第2台板装設間に

力の負荷を減すとともに共に所望剛性を保持できるようにするための第1台板装設部と第2台板装設部を接続し、且つ第1台板装設部の取付の精度を第2台板装設部に對して改良するためのブリッジ装設部を設けたことを特徴とする特許請求の範囲第30項に記載の改良補綴関節。

34. a) 第1成分装設部の第7支承面が第1支承挿入物の第4支承面と摺動的に非調和であり、

b) そのため、第1支承挿入物の運動が第1台板装設部に対して調節され、さらにそのため、補綴関節の屈曲と回転が容易になることを特徴とする特許請求の範囲第30項に記載の改良補綴関節。

35. a) 第1支承面を有し、且つ解剖関節の第1骨に固定されるための台板装設部、

b) 台板装設部の第1支承面と摺動的にかみ合う第2支承面及び第3支承面を有し、且つ台板装設部と第2骨成分間に連結装設部を提供するための支承挿入物装設部、および

c) 支承挿入物装設部の第3支承面と摺動的にかみ合う第4支承面を有し、且つ解剖関節の第2

骨に固定されるための第2骨成分装設部を有し、その改良は

4) 第2骨成分の第4支承面が共通平面母曲線を複数の平行な回転軸の廻りに回転することによつて決まる複数面部分からなることにより構成されることを特徴とする型式の改良補綴関節。

36. a) 第2骨成分装設部の第4支承面が共通母曲線を第1軸の廻りに回転することによつて決まる第1面部分からなり、

b) 第2骨成分装設部の第4支承面がまた共通母曲線を第2軸の廻りに回転することによつて決まる第2面部分からなり、

c) 第1面部分と第2面部分が結合して共通面を形成し、さらに

4) 第2軸が第1軸を含む平面内にあるため、共通部分上の点が連続した支承面を形成することを特徴とする特許請求の範囲第30項に記載の改良補綴関節。

37. a) 共通母曲線上の一定の点から複数の回転軸の各軸に順次重なる距離によつて決まる曲率半径

が該部分の端部から端部への移動にしたがつて単調に減少していき、

b) そのため補綴関節の十分な屈曲が容易になることを特徴とする特許請求の範囲第35項に記載の改良補綴関節。

38. a) 第1成分装設部の第7支承面と第1挿入物装設部の第4支承面間の非調和の係数が0.9と1.00との間の曲率比であることを特徴とする特許請求の範囲第30項に記載の改良補綴関節。

39. 解剖関節が足関節であり、第1骨が距骨であり、また第2骨が脛骨であることを特徴とする特許請求の範囲第21、22、23、24、25、27、28、36または37項、または第30、25、または36項に記載の改良補綴関節。

3. 発明の詳細な説明

本発明は一般には補綴関節に關し、更に具体的には膝関節を生じた膝関節の交換用補綴に關する。

ここで先行技術による膝関節内骨格補綴、特に先行技術による膝蓋骨-大腿骨交換に關する膝関

節補綴を参照すると、かゝる先行技術による補綴は膝蓋骨-大腿骨界面の設計が不良なため、膝蓋骨-大腿骨の接触または摺動かみ合いが膝関節運動のどの範囲でしるべも十分には調節されていないことが認められる。

更に具体的には、かゝる先行技術による補綴は膝蓋骨を生じることが多いので、このような補綴によくあることであるが、プラスチック支承面が降伏したり疲労したりすることになる。かゝる結果が生じるのは、膝蓋骨補綴が通過すべき大腿骨成分の支承面に一般に形状の異なる領域または部分があるからである。例えば、あるかなりの長さにわたって1線に直つた部分が、第1の2重に曲つた部分に混合し、更に第2のそれとは異なる2重に曲つた部分に混合する典型的な例がある。これらの変化する部分までは領域は大腿骨-脛骨連続の大腿骨部分を提供するがこれらには共通母曲線はない。故に、膝蓋骨補綴が大腿骨の連続フランジの上へ逸脱して動いていくと、膝蓋骨補綴はいろいろの接触状態を経験する。いろいろの接触

状態とは、大部分を占める関節腔、いくつかの部分を含む点接腔、および恐らくごく僅かな部分を占めると思われる面あるいは面と面接腔である。既知の通り関節腔や点点腔状態は一般に大きな接触応力を生じるから、プラスチック補綴が隆伏したりひどく破壊したりするので、補綴固定を成功させるために必要な永い寿命は実現されない。

次に、先行技術による代表的な肩-大腸骨関節前補綴を参照すると、これらの先行技術による補綴は屈伸運動の際に軸回転と前後方向運動ができるけれども、大腸骨と胛骨の支え面間の接触が不調和（普通、即座には点接腔）であるため、過度の接触応力が生じるから、変形および早期摩耗、またはそのどちらか、あるいは置ましくない補綴寿命の短命化が起つたりする。なお、摩耗生成物は組織の置ましくない反応を生じることにより、補綴成分の破壊の1因となる場合があることが立証されている。

先行技術による説明筋補綴で調和または面支え接腔ができるものは必要な軸回転ができなかつた

形状が適当でないと、十字形靱帯が存在する場合はこの自然な多心運動が出来ないので、筋内の有効性が拘束されると共に屈曲が妨げられる傾向が生じる。このように拘束が生じると、補綴に対する負荷（摩耗あるいは変形が破壊などが増加する）および補綴と骨間の負荷（成分が弛緩する可能性が増加する）が共に増大する傾向が生じる。

タウニー照のような他の膝関節設計では、整合部各表面に非調和性を導入することによって過拘束を避けている。非調和性は過拘束を避けるには必要であるが、残念なことに苛酷として不安定となりまた過度な接触応力が生じる。

なお、強度問題が起るのは、強力が弱い比較的低い摩擦率を用いることによってプラスチック補綴成分を直接骨に接合するためであると考えられる。亦に、比較的原いプラスチック成分を正常な方法で取付ける場合でも、かゝるプラスチック成分を骨に固定するに際して普通に用いられるアクリル摩擦率に置ましくない引張り応力が生じることが実証されている。このように取付けを行なうと

り、十字靱帯が存在する場合に必要な前後方向運動ができなかつたりする。このように軸回転と前後方向運動ができないと結果的に胛骨成分が変形したり破壊したりすることは臨床的・実験的に証明されているため、現在、かゝる補綴はこれら使われなくなつて行くように思われる。

米特許第3,728,742号明細書に示されるジェオメトリック式膝関節交換補綴のような現在の明白式十字靱帯保持型補綴は、高摩擦を生じるけれども屈伸運動を行なう場合の大腸骨に對する回転軸は1つしかない。しかし、正常な屈伸の特徴は大腸骨に對する回転軸が多数の軸の廻りて起る多心屈伸運動である。この多心運動は十字形靱帯の作用と類似突起の形状に起因するが、関節腔の有効な作用が重要なときは軸を後方へ移動し関節腔の有効性が重要なときは軸を前方に移動すれば、筋力をより効率的に利用することができる。なお、人の膝関節の場合膝関節を十分に屈曲できるようにする点で前記の運動に影響を及ぼすのは今述べた多心作用と後部類似突起の形状である。膝関節の

プラスチック成分が曲がるため、プラスチック成分の端が骨から持上るから、骨と接合剤1体部分は張力を受けやすくなる。既知の通り、摩擦率の対引張疲労性は非常に乏しい。プラスチック補綴を接合する骨も引張負荷により悪影響をうけるようである。故に、前記各効果が組合わさつて補綴弛緩問題の實質上の原因になつていてと考えられ、また特に弛緩による臨床的失敗が起るとすれば、弛緩を生じるのはほとんど常にプラスチック補綴であることが注意されている。

別の先行技術による補綴の問題には、十字形靱帯は機能的には存在しなくても、付随靱帯が機能しているか少くとも再生可能である場合に紐込む膝関節内骨格補綴に對する問題がある。十字形靱帯が存在しない場合は、十字形靱帯が存在すれば提供される安定性にとつて代わるように補綴交換を行なうことによつて、膝関節に對し前後方向の安定性を与えなければならぬ。最近まで、かゝるケースの大部分は、安定ヒンジ型膝関節補綴を用いることで処理されてきた。しかし、この補綴

にはあつてくことに前記弛緩問題があると思われうえ、強迫を行なうには比較的多量の骨を切除しなければならぬので骨の損失が大きい場合が多い。骨の過死は骨に加わる機械的応力が悪化するために起るから、ヒンジ型膝関節補綴の場合の問題でもある。前記ケースをトータル、コンジラー (Total Condylar) および類似の膝関節補綴として知られる補綴のような表面交換補綴によつて処理することがよく検討試みられている。しかし、これらの膝関節補綴は支承面が理論的には点接触であり、前記付随問題を抱えたと共に、少くとも部分的にはこうした点接触支承面に起因する不安定および脱臼問題を伴う傾向がある。

十字形韧带がある場合、それらは重要な内的安定材であると共に、大腿骨および脛骨の形状突起の形状と相俟つて膝関節の回転軸を制御するので、外科医なら大抵それらをそのままにしておきたいと思うであろう。なお、これらの利便によつて前後 (A-P) 方向の安定性が得られるから、たとえ適当な設計の全形状膝補綴によつて極よい安定

単区面交換の場合、十字形韧带はそれらが欠けることと単純状突起交換のとき安定性が不十分になるので、必ず保持しなければならぬから、かゝる場合には十字形韧带を収容する設計が必要である。

単区面交換は、適当な支承設計のものであれば、膝関節の3区画全部を交換することによつて正常な構造を犠牲にすることなしに、病変区画だけを外科的に回復することができる。なお、交換する区画の数を減らせば、補綴の摩耗生成物を減らす効果が得られる。最近の証拠が示唆しているところでは、前記摩耗生成物は補綴に対して悪い生理的反応を示しており、この反応のうちには補綴の骨に対する接摩が甚々強硬する傾向が含まれる。最近の奥義的膝関節概念、すなわちオックスフォード式膝関節は、凹凸形遊差要素を使用することにより調和性を保ちつつ過拘束の問題を部分的に解決しているようである。あいにくではあるが、この膝関節にはいくつかの問題があり、それらがその有用性を制約しているようである。本稿明、すなわちニュージャーニー式凹凸支承膝関節補

性が得られる場合であるにせよ、十字形韧带は保存することが望ましい。

なお、十字形韧带が作用すると膝関節の回転軸が変化するので、筋肉がより効率的に利用される結果になる場合があるため、これらの構造を保存すれば、膝関節交換後の生理機能をよりよいものにすることができる。

しかしながら、十字形韧带を保持する場合に得られる生理上の長所が非調和支承面の増加および脛骨補綴支承面の減小のような、前記韧带を保持する場合に設計面で妥協を行わなければならない恒所よりも重要かどうかははっきりしていないので、双区画および3区画交換の場合十字形韧带を保持することが望ましいかどうかは十分に確定されていないけれども、本出願において説明する設計は前記設計上の妥協を取除きあるいは埋め合わせるものであるため、十字形韧带を保持する際の利益が保たれると共に補綴がうける負荷に耐える能力の損失は最小限であるから殆ど問題にならないものである。

膝 (KNEE)、は同じ概念を利用して様式を改良したものであり、オックスフォード式設計に予想される時間のいくつかを回避することを目的としている。

オックスフォード式膝関節を第1Aおよび1B図に示す。大腿骨成分101は、それぞれ一定の半径を有する2つの金属球面部分から成る。支承挿入物102は形が円形であり浅い球形上面と平らな下面とを有する。脛骨上板103は奥義的には2つの平板であり、フィン104により前記各平板の脛骨に関して中央偏の端において固定される。

第1Aおよび1B図のオックスフォード式膝関節の設計には、いくつかの重大な問題がある。最も基本的な問題は、膝蓋の屈曲範囲が制約されているため、支承挿入物102が脱臼を生じる可能性である。第2Aおよび2B図からわかるように、この設計は屈曲角90°に至る優れた調和と強固を提供するが、この点を考えると半径が1定しているため補綴を人の膝関節に合わせる必要上譲される形状の制約内では正しい強固を提供できない。屈曲

が実質的に90°をこえると、支承挿入物102は踵部で屈曲し、そのために変形して脱臼する場合もある。90°の屈曲は強靱の見地からは十分であるが、屈曲が実質的に90°をこえるいろいろな動作が行われる(低い椅子に座る場合や、低い椅子に立つてから直立姿勢に戻る場合など)から、この範囲に運動を限定するのは非実証的である。

挿入物の脱臼の問題は、第3Aおよび3B図に示されるように、膝関節が回転するとより難しくなる。第3A図には、支承挿入物102が90°屈曲したときの位置が示されており、この場合膝関節の軸回転は加味されていない。第3B図には、支承挿入物102が90°屈曲したときの位置が示されているが、このときは屈曲のほかは15°(実線)と30°(破線)の軸回転を加味されている。膝関節の90°の屈曲と30°の軸回転が組合わせると支承挿入物102は大きく突出するので、脱臼の危険が生じる。

歩行の遊脚期の間膝関節の1区画が正常に曲曲しても、第4図に示されるように、先行技術によるオックスフォード式膝関節の支承挿入物102は

(第28頁)

である。

脱臼の問題を扱うことを目的とするオックスフォード式膝関節の別の実施例が第6A~D図に示されている。不幸にも、この設計には、少くとも材料が今の成分に普通使用される材料である場合は、この設計を実施不能にするいくつかの欠陥がある。前接(A-F)方向の行進速度は不明のものとは比較すると大きく制限されている。第6C図の断面から解るように、プラスチック支承挿入物102には実質的非接触部分109がある。プラスチック支承挿入物102のたわみが起ると、負荷を他の部分に伝えるので、支承圧縮応力が大きく増加する。第6D図の断面図から解るように、高い応力が内部空腔の保持ピン110の頸部、特に保持ピン110の縁部および保持ピン110の端部と内部空腔間の接触部に生じる。なお、保持ピン110が使用してあるため、大腿骨および脛骨成分を振込んでのち支承要素を取付けることが困難になっている。何故かといえば、支承挿入物102を嵌付けるには、ピンの高さに相当する長さに対し関節

特開656-83343(8)

拘束なく脱臼するに委ねられる。

オックスフォード式膝関節の別の箇所は、第5Aおよび5B図から解るように、接触面の弧が浅いこととその浅い弧を設けていることから生じる。第5A図には、105と名称を付けた解剖斜路高さを有する正常な膝関節が示されている。第5B図において、オックスフォード式補綴の斜路高さ106は解剖斜路高さ105より実質上小さいので、オックスフォード式補綴の提供する中心から横方向への安定性は正常な膝関節の提供するものより小さいことに注意を要する。たとえば、中心から横方向へ剪断負荷がかかると、余分な応力が骨の切除のためすでに傷がつけられている可能性がある十字形軟骨に対して加えられる。なお、この負荷は、膝が屈伸するにしたがい、支承挿入物102の端107と脛骨の切除端108との間に道々しくない摩擦を生じることになる。

オックスフォード式設計が含む他の弱点は、後述されるように、膝蓋骨を交換する余地がないことと脛骨丘成分の負荷支配性が比較的貧弱なこと

(第30頁)

を普通引延すに要する長さを加えた分だけ切荷を引伸すことによつて膝関節を引延さなければならぬからである。

本発明は機能障害を超した人の膝関節の全部または1部を交換する改良補綴を指向する。

本発明の目的は、支承挿入物の膝関節の屈曲に関する移動が大腿骨と脛骨の初次突突間の摩擦面質の中心における正常な解剖学造的移動に類似する膝関節補綴を提供することにある。

本発明の別の目的は、支承面に完全な調和性と剛性が存在する場合であつても1つ以上の軸のまわりの回転が容易に出来る膝関節補綴を提供することにある。

本発明の別の目的は、先行技術による浮遊支承挿入物や膝関節補綴によつて得られるよりも脱臼高さの大きい、したがって脱臼特性の改良された膝関節補綴を提供することにある。

本発明の別の目的は、中心から横方向への安定性が改良され、実質上支承挿入物(抜核)の軸回転や前後(A-F)方向の移動によつて影響をう

けない膝関節部が提供することにある。

本発明の別の目的は、支承挿入部の傾斜や脱臼の可能性が実質上減少される膝関節補綴を提供することにある。

本発明の別の目的は、再生された関節面が十分に屈曲できる膝関節補綴を提供することにある。

本発明の別の目的は、十字形初荷を保持することができかつ膝蓋骨—大腿骨および脛骨—大腿骨両方の連係を有効にすることができる膝関節補綴を提供することにある。

本発明の別の目的は、先行技術による浮遊支承挿入物型膝関節補綴に比較して曲線や破損傾向の少ない膝関節補綴を提供することにある。

本発明の別の目的は、脛骨台板と脛骨間の接触応力が最小化されるような十字形初荷の保持ができる膝関節補綴を提供することにある。

本発明の別の目的は、単区画、双区画、および3区画膝関節交換の実施例に適合しうる膝関節補綴設計を提供することにある。

図7～21図を参照すると、これまで3区画膝関

節121と呼称される。本発明の内容によれば、反時計回方向における支承面121は1連の回転面で形成される円筒面を連続面であり、各回転面の形状は共通母曲線（一般に γ と称する）を複数の母線の通りに各対の主接母半徑により（各対の主接母半徑の各半徑が等しい場合は各主接母半徑によりそれぞれ）しかも各回転面だけ回転することにより面かれるか決まる。

この共通母曲線 γ は円筒で連続な平面曲線であり、図7図から導くように、その形状は(1)距離 λ だけ離れている各中心 M_1 および M_2 から2つの半徑 A_1 および A_2 によつてそれぞれ作られる2つの弧 R_1 および R_2 、(2)それぞれが弧 R_1 および R_2 に正接すると同時に、弧 R_1 、 R_2 に対し正接する線 ρ に順次してそれぞれ角 α_1 および α_2 をなす、2本の線123および124、ならびに中心 M_3 から半徑 γ により作られる弧 R_3 によつて決まるが、この場合弧 R_3 も弧123および124に対し正接する。

ここで、本発明の一般内容のより詳しい解説が説明される図23図を参照すると、支承面121の形

態補綴と呼称され、図7、8、および9図に最もよく示される大腿骨成分111；図27図に示されると共に図10、11、および12図に最もよく示される中間脛骨支承成分113と図13および14図に示される膝蓋骨固定成分114から成る膝蓋骨補綴112；および図27図に示されると共に図15、16、および17図に最もよく示される脛骨台板成分116と図18、19、20、および21図に示される中間脛骨支承成分117から成る脛骨補綴115を含む本発明を実施する内骨格補綴が示されている。

ここで図7、8、および9図を参照すると、2つの樹状突起119～119と1体に形成されたフランジ118を反時計—前後方向に含む大腿骨成分111が詳細に示されている。大腿骨成分111はさらに1対の固定ボストを含むが、1本の固定ボストだけ、すなわち120、が示されている。フランジ118の外側は膝蓋骨を連結するための支承面の大部分を提供する。樹状突起119は人の大腿骨の樹状突起表面に代わるために提供される。フランジ118と樹状突起119～119の各支承面は一般に支承面

状（図7図）は1連の回転面部分によつて決まるかまたは導かれ、それらの各部分はそれぞれ共通母曲線 γ を各母線の通りに各対の主接母半徑により（または各対の主接母半徑の各半徑が等しい場合は1つの主接母半徑によりそれぞれ）しかも各回転面だけ回転することにより決まるか面かれることが理解されよう。回転面の各部分を面く場合、共通母曲線 γ は、図23図に示されるように、共通母曲線 γ が接線 ρ に接する点 M_1 および M_2 からのそれぞれの距離（接線距離）である1対の主接母半徑 r_1 と r_2 により母線に関して向きづけられ、

そこで、図23図を参照すると、この図は支承面121の形状を決める1連の部分による回転面 θ_1 、 θ_2 、 θ_3 、および θ_4 が面かれる様子を示す説明図であり、しかもこの図において曲線 ρ は表面部分を面く各母線の通りの回転面により生じる線 ρ （図23図）に沿つて見るときの点 M_1 および M_2 の図形を表わすことが理解されよう。

図22図に見られるように、支承面121の形状は1連の回転面部分によつてきまるのであり、各部

分を画く各対の主母半徑 R_1 および R_2 はそれぞれ母齒線 γ の回転が各母軸の廻りで反時計回後方向に進むにしたがつて長さが減じることがさらに明瞭されよう。本装置例においては、また第22図に示されるように、各対の主母半徑 R_1 と R_2 はどの場合も等しいから、どの場合も第22図に示されるような1つだけ的主母半徑 R （すなわち R_1 、 R_2 、 R_3 、および R_4 ）によつて置き換へることができる。本実施例の場合、支承面121は4つの回転面部分 R_1 、 R_2 、 R_3 、および R_4 からなるものである。

R_1 は共通母齒線 γ を角 θ_1 だけ主母半徑 R_1 により第22図の面 C_1 に垂直な母軸 C_1 の廻りに回転することによつて面 C_1 となる。本装置例の場合、 R_1 は傾斜大に等しい（すなわち第10、11、および12図の中間膝蓋骨支承成分113だけが部分 R_1 と連続するのであるから、この部分は膝蓋骨一大腿骨支承面部分と呼称することとする。

部分 R_2 は共通母齒線 γ を角 θ_2 だけ主母半徑 R_2 により C_1 に対して平行な母軸 C_2 の廻りに回転することによつて面 C_2 となるが、このとき R_2 は A_2 に等し

(第37頁)

い。再び支承面121が連続して円滑であるためには C_2 が C_1 を垂直に部分 R_3 の端を定める放射線 L_1 上に傾斜することを要する。

前記装置2つの部分は、それぞれ、第1および第2後大腿骨支承面部分と呼称することとする。

再び第8図を参照すると、第8図は第7図に示される本発明の実施例の装置例の断面図であり、第22図に示される回転面部分 R_1 、 R_2 、 R_3 、および R_4 が第8図のそれぞれの位置に示されているのも解るであろう。

本発明の1つの実施例の場合、各角 θ および各主母半徑はそれぞれ次の通りである。

母形	θ (度)	主母半徑 (インチ)
R_1	0	\approx (換算値 0.612インチ)
R_2	107.75	1.388
R_3	62.25	0.801
R_4	62	0.578

再び第8および22図を参照すると、母軸 C_1 、 C_2 、 C_3 、および C_4 が互に平行であることが注意される

い半徑 A_1 に等しい。これらの商半徑は厚しいから部分 R_2 は2つの球面を設けることが理解されよう。支承面121が連続して円滑であるためには、面 C_2 が C_1 に平行で部分 R_3 の端を定める放射線 L_1 上にあることを要する。この部分(R_2)は中間膝蓋骨支承成分113と中間脛骨支承成分117の両方が共にこの部分に連続するため、また正常歩行の同時関節成分に最大負荷が生じる時点はこれらの成分がこの大腿骨支承部分に連続する時点であるため特に重要である。故に、この部分(R_2)は第1負荷支承面部分と呼称することにする。

部分 R_3 は共通母齒線 γ を角 θ_3 だけ主母半徑 R_3 により C_2 に平行に配置された母軸 C_3 の廻りに回転することによつて面 C_3 となるが、この場合 R_3 は R_2 より小さい。再び支承面121が連続して円滑であるためには、面 C_3 が C_2 を垂直に部分 R_4 の端を定める放射線 L_1 上にあることを要する。

最後に、部分 R_4 は共通母齒線 γ を角 θ_4 だけ R_3 より小さい主母半徑 R_4 により C_3 に平行に配置された母軸 C_4 の廻りに回転することによつて面 C_4

(第38頁)

と同時に、被覆 γ が実質上各母軸に対して平行に向きつけられることが理解されるであろう。しかし、本装置の内容によればかかる事例は必要であるので、各母軸は互に平行でなく向きづけることができるし、第22図に例示される一般の場合に示されるように、被覆 γ は各母軸に対して平行でなく向きづけることができる。

再び膝蓋骨槽部、特に第10、11、および12図の中間膝蓋骨支承成分113を参照すると、さらに本発明の内容によつて、この中間膝蓋骨支承成分113が大腿骨成分111の支承面121とかみ合うための負荷支承面121を提供していること、およびこの負荷支承面125が第1負荷支承面部分126、1対の第2負荷支承面部分127と128、さらに126と127および126と128の間に1対の遷移部分129と130をそれぞれ含むことが理解されよう。なお、中間膝蓋骨成分113の負荷支承面125の形状は大腿骨成分111の支承面121の部分 $R_1 \sim R_4$ を面くために使用される共通母齒線 γ により決められるか画かれることが本発明の内容により理解されよう。

第11図を参照すると、共通母曲線 β を角度 θ_0 （1つの実施例の場合角度 θ_0 は20°に近い）だけ母軸 C_0 の周りに第23図に示される1対の主要母半径 D_1 および D_2 （この場合 D_1 および D_2 はそれぞれ第22図に示される主要母半径 D_0 に等しい）により回転することにより第1負荷支承面部分126の形状が決まることが解るであろう。故に、第1腰椎骨負荷支承面部分126は大脳骨支承面121の第1負荷支承面部分 θ_1 と調和して釣り合いから、その第1大脳骨支承面部分 θ_2 と連続すると関節面接触が得られる。第11図の腰椎骨負荷支承面125の第2負荷支承面部分127および128も同様に支承面121の膝蓋骨-大脳骨支承面部分 θ_1 （第8図に示される）に釣り合うので、それら部分の形状は共通母曲線 β を大脳骨支承面121の部分 θ_1 の形状を覆いたさに行つたように、無限大の主要母半径により（かつ θ_0 に平行に）軸 C_0 の周りに回転することによつて決まるか圖かれる。故に、膝蓋骨補強第2負荷支承面部分127および128は大脳骨支承面121の膝蓋骨-大脳骨支承面部分 θ_1 と調和して釣り合

(第 41 頁)

中間膝蓋骨支承成分113は、第13および14図の膝蓋骨固定成分114により人の膝蓋骨の端分に止められる。膝蓋骨固定成分114は、金属板133の背面にある十字形固定フィン131および132にアクリル接着剤かセメントをつければ、残っている人の膝蓋骨に対して適当に固定することができる。かゝる固定フィンは第25図に示されるように傾斜負荷に抵抗するばかりでなく薄い金属板133を使用することもできるようにする。このように薄い金属板を使用できることは、誰の希望でも増強交換のために生じる膝蓋骨全体の厚さの変化が膝蓋骨の機能、外科手術後の皮膚のみさがり、および美容に対する悪影響を最小限にとどめることであるから望ましいことである。固定フィン131、132、および金属板133は膝蓋骨端分を補強し強化することにより、膝蓋骨端分が破損する可能性を最小化する。第13図に示す金属板133の反対面すなわち腹面は中間膝蓋骨支承成分113の第2支承面134と組合せられる剛塊の第2固定成分支承面から成るが、この反対面には中間膝蓋骨支承成分113を

ので、その大脳骨支承面部分 θ_2 と連続すると、関節面接触が得られる。延移部分129および130は共通母曲線 β を角度 θ_0 だけそれぞれ軸 C_0 および C_1 の周りに1つの実施例の場合両者共約0.30インチの1対の負の主要母半径（第23図に示される側とは共通母曲線に関して反対側を向く）を回転することによつて決められる。これらの延移部分129および130は、大脳骨支承面121の部分 θ_2 と第1負荷支承面部分126との接触が大脳骨部分 θ_1 と第2負荷支承面部分127および128との接触に変わるにしがたい、それぞれの界面附近において大脳骨支承面121の部分 θ_2 および θ_1 と連続により係合する。

本発明による膝蓋骨補強の別の実施例の場合、第2負荷支承面127および128を水平面に傾し下向に傾ける（第11図を参照するように）傾ければ、人の膝関節が全伸している間膝蓋骨補強112の大脳骨成分111に關する向きづけをよりよく調整することができるから、第2負荷支承面部分127あるいは128にかゝる負荷分布をより一層均等にすることができる。

(第 42 頁)

膝蓋骨固定成分114に對しスナップ嵌合により保持するボタン135が設けられている。第13および14図に示されるように、ボタン135の外径は2つの正確する半徑を含む曲線により形成されるため、確保持面136と中間膝蓋骨支承成分113に設けられ端面に對照して形成される雄面137（第10図）とのかみ合いが滑らかになる。形状がこのような形成であるので、堆成分を雄成分の中に容易に挿入することができるから、これまでもスナップ嵌合の配位のためによく短つたひずみが生じない。かみ合う各円錐部分は第2圧縮力・推力各支承面をさらに提供する。ボタン135には一般には円錐形に形成される支承面138が設けられており、この面は中間膝蓋骨支承成分113上にこり面に對照する形状により設けられる円錐形の第2支承面134（第10図）と調和、すなわち面回転かみ合い、により回転式にかみ合うから、膝蓋骨を大脳骨支承面121および大脳骨束端に關し軸 $A-8$ （第27図）の周りに回転することができる。

なお、第13図を参照すると、膝蓋骨固定成分114

にはビン 139 が設けられており、このビンと中間膝蓋骨支成分 113 (第 10 図) に形成される相手の彎曲線 140 にかみ合うので、中間膝蓋骨支成分 113 と膝蓋骨固定成分 114 間の相対的な回転を制限することができるから、屈伸の間およびそれに引続いて行われる突進の使用の間中間膝蓋骨支成分 113 と大腿骨支持成分 111 間に起る向きの変化を防ぐことができる。さらに、このように回転を制限することは適度に必要であることがわかつてくる。というのは、浸出(血液の滲り)が生じると 1 時的にはあるが中間膝蓋骨支成分 113 の負荷支面 125 の大腿骨成分 111 に対する折別効果はなくなる場合があるからである。

さらに注意を要することであるが、第 10~14 図に示されるように、中間膝蓋骨支成分 113 と膝蓋骨固定成分 114 は第 1 負荷支面 126 の中心を通ると同時に第 1 負荷支面部分 126 を造る母軸 C_0 を通る面に過して対称につくられるから、同じ膝蓋骨解を左右どちらの膝関節にも使用することができる。2 つの第 2 負荷支成分 (127 およ

び 128) の場合は四頭筋腕力 F_{R_1} がより大きいから結果として生じる膝蓋骨 - 大腿骨圧縮力 R は第 28 A および 28 B 図に示される全伸屈時よりずっと大きいことに注意を要する。このような結果が生じるのは、四頭筋腕力 F_{R_1} がより小さく四頭筋腕力と膝蓋骨韧带の力 F_{R_2} によつて造られる角度がより小さいためである。勿論、既知のことではあるが、階段を上する場合人の膝関節はより一層大きい屈曲を要するから、このような運動をする場合はより一層大きい膝蓋骨支成分 R が結果として生じる。

部分 R_1 から部分 R_2 へ移動する短かい遷移期の間、膝蓋骨支成分 125 の遷移部分 129 または 130 は大腿骨支成分 121 と補助線接触状態にあることが理解されねばならない。なお、既知のように、靴も普通なことであるがゆえに最も重要なのは膝関節の運動すなわち水平歩行の場合、四頭筋の運動または力は膝関節の屈曲がほぼ 10° に達するまでは突進に生じない。この屈曲に達する箇所は、本発明による補強の膝蓋骨が第 1 負荷支面部分 R_1 と

び 128) を負荷支面 125 に設けるのはこのためである。

第 28 A、28 B、29 A、29 B、30 A、および 30 B を参照すると、3 区画補強の膝蓋骨 - 大腿骨部分は大腿骨成分 111 の支面 121 と中間膝蓋骨支成分 113 の負荷支面 125 間に面すなわち調和接触を生じるけれども短かい遷移期の間にかがり前記支面間に線接触を生じる様子が図面で説明されている。まづ第 28 A および 28 B 図を参照すると、膝関節が全伸屈するとき四頭筋筋力は四頭筋筋力 F_{R_1} を生じるが、正常運動の場合この力は全伸屈時には非常に低いことに注意を要する。力 F_{R_1} の向きのため、結果として生じる第 28 B に示す膝蓋骨 - 大腿骨圧縮力 R は力 F_{R_1} のほんの小部分である。人の関節の動作がこの期にある間は、大腿骨成分の支面部分 R_1 と膝蓋骨成分の支面部分 127 (または 128) 間には面接触が存在している。(第 8 および 11 図参照)

ここで第 29 A と 29 B 図を参照すると、正常な歩行周期にみられる負荷支面立脚期が線図で説明され

の遷移に丁度入る箇所である。この箇所では、大腿骨支成分部分 R_1 と膝蓋骨第 1 負荷支面部分 126 との間で線面接触が行われる。故に、前記した遷移すなわち瞬間線接触は成程なことではない。なぜなら、この時点においては四頭筋筋力 F_{R_1} は比較的小さいし、たとえ大きいとしてもその結果としての圧縮力 R は力 F_{R_1} と F_{R_2} により造られる角度が大きいためなおかなり低い筈だからである。面接触が必要な時は、歩行負荷を支えたりその他の運動期にある時のような圧縮力 R が大きい時に限られる。

大腿骨成分 111 にある領域 R_1 と R_2 、これらに対応する遷移部分 129 または 130 と、第 1 および第 2 負荷支面部分 126 および 127 (または 128) が必要とされるのは、膝蓋骨の上部が第 28 A 図のような全伸屈時大腿骨から持上つたり、第 29 A および 30 A 図に示されるような中程度および全屈曲時でも、中央部での面接触によるかみ合わせができるような滑らかな運動を生じるためである。

ここで第 30 A および 30 B 図を参照すると、深い

膝関節の屈曲が関節により説明されており、膝関節—大腿骨圧縮力 F_1 が最大になるのは膝関節の屈曲が行われる期間であることが解らう。膝関節負荷支床面 125 (第 11 図) は脛骨—大腿骨遠端が全伸或時に生じるのと同じ面部分 θ_2 (第 8 図) に連続するから、支床面 121 の第 1 負荷支床部分 θ_1 が全屈曲時の最大負荷時にかける湾曲係 (湾曲係—大腿骨および脛骨—大腿骨の連続を行なうための大腿骨支床面を提供すると共に、この共用性が本説明の顯著な特徴であることが理解されるであろう) または 30 A 図の説明通りである。勿論、人の膝関節の解剖に詳しい者は既知であるように、このような状態 (人の頸状突起の 1 部と膝関節および脛骨間支床面間に共通する張力) は人の膝関節には存在しない。

第 13 図に示されるように、人の膝関節の場合、人の膝関節が連続する大腿骨前部関節面軟骨は脛骨に連続する関節軟骨と異なる。かゝる自然の構造は人の膝関節が連続する過程で膝関節の構造上および生理上の要素を正確にかみ合わせるように適

合い或合 (支床面 134 と 138) のため前記成分間の回転が可能であると同時に、この回転が現生時に起り得る外科的な不良調整や関節運動の際人の大腿骨について普通に見られる膝関節の小さな回転を調節するうえで非常に望ましいものであることが注意されねばならない。

ここで第 18、19、20、および 21 図、すなわち各図に示される中間脛骨支床成分 117 を参照すると、この成分はその上側にかいては第 1 負荷支床面 141 をまたその下側にかいては第 2 次負荷支床面 142 を提供している。第 1 負荷支床面 141 も回転面として形成されており、その形状は大腿骨支床面 121 の部分 $\theta_1 \sim \theta_2$ の形状と膝関節支床面 125 の形状を画くために使われる曲線 P と同じか非常に似た共通曲線によつて決まるように面かれる。

ここで第 19 図を参照すると、第 1 負荷支床面 141 は曲線 P と実質上同じ曲線を角 θ_0 (不説明の 1 つの異端例の場合 θ_0 は図面に等しい) だけ第 23 図に示されるのと同じ主要部半 D_1 および D_2 により同じ母曲 θ_0 のまわりに回転することによって決まるこ

合してゐるのであり、かゝる正確な組み合わせはいろいろな人の膝関節に大きな個人差があるとともに、かゝる精度を再現するには外科的困難が伴うため交換関節補綴の場合には連続的ではない。故に、膝関節および脛骨両方を連続するために共通な大腿骨補綴の第 1 負荷支床面部分 θ_2 を使用することは、摩耗寿命を引延すために必要とされる関節面をかみ合ひあるいは遊離の調節を提供する点で最良な特徴を有する。

再び第 10 図を参照すると、膝関節負荷支床面 125 が大腿骨支床面 121 へのかみ込みの線、第 10 図の T は大きいので、側方への推力に対して十分な半端抵抗を与えることができる。個人差はあるがこの寸法が小さいか過度な膝関節の外反がある場合は、膝関節の半端抵抗が普通に見られることがわかつてゐる。しかし、多くの既知の先行技術による装具の場合、前記に相当するかみ込みの線は不十分であったかまたは全く存在しない。なお、再び第 10 および 13 図を参照すると、中間脛骨支床成分 113 と膝骨面固定成分 114 間の面回転かみ

とがわかる。ただし、この場合、 θ_1 および θ_2 はこのときもそれぞれ第 22 図に示される θ_2 に等しいものとする。故に、脛骨第 1 負荷支床面 141 は大腿骨支床面 121 の第 1 負荷支床面部分 θ_2 と実質的な面接触の状態にあると共に、大腿骨第 1 支床面部分 θ_2 と連続の際その部分と脛骨面接触によりかみ合ふ。このため、第 29 A および 29 B 図に示されるように、歩行期間最大負荷が経験され膝関節がほぼ 36°屈曲される脛骨—大腿骨界面において実質的に調節された連続が得られる。

その図形、すなわち具体的には負荷支床成分 θ_2 の形状、は、第 32 A および 32 B に示されるように、説明した膝関節—大腿骨および脛骨—大腿骨の好ましい連続が生じるばかりでなく、中間脛骨支床成分 117 が脛骨台板 116 上の前方位置に保持されるように形成されるものとする。膝関節がわずかに屈曲されるにしたがい、大腿骨したがつて中間脛骨支床成分 117 は、第 33 A 図に示されるように脛骨に押し付けられて移動してから、脛骨台板 116 の後中央位置をとる。さらに屈曲が行われると、

第53図に示されるように、腰骨の大腸骨に属する後方への移動がさらに生じる。大腸骨動状突起の形のため、中間脛骨支成分117がさらに少し後方へ移動する。この後方への移動は、ニュージャーシー式凹凸挿入物腰関節交換補綴において第8図に示されるように、円形および円に小さい主母半徑を使用しているため、屈曲角度が40度を超えたと減少される。部分BとB₁に対しより小さい主母半徑を使用しているため、中間脛骨支成分117が過度に移動することなしに全屈曲を行なうことができる。このことは、先行技術であるオックスフォード式関節には見られることのない本発明の顕著な特徴である。

0~90度の屈伸範囲には内骨格補綴を装着した人が行なうと思われるほとんどすべての運動が含まれる。35~95度範囲における接続は第8図の大腸骨第1後方支成分B₁に生じるから、第30A図に示されるような摩擦が生じる。このような摩擦は非調和な運動を減速より望ましくないけれどもそこに生じる摩擦応力は許容できる程低い

ねばならない。90度をこえる屈曲ができる摩擦補綴はわずかしかないうえ、屈曲できる摩擦補綴は補綴板が進展にはできても経験する摩擦応力が本発明の場合よりはるかに大きい。この最後の領域を設けてある理由は、坐るときには小さい負荷が関節面にかかるが、このときよく必要とされる摩擦範囲の屈曲を中間脛骨支成分117を後方へ過度に移動せずに行なうことができるためである。部分BとB₁に明述する2つの非調和または摩擦相による摩擦は許容されるから、正常な頸状突起の形状に類似に近似させれば、ほぼ正常な屈曲および伸展運動を導くことができる。この様な摩擦相による非調和が起る箇所は1つの寸法箇所だけであつて、大抵の先行技術による補綴の場合のように2つの寸法箇所ではないから、中間脛骨支成分117を過度に移動せず正常な関節の運動が得られる。摩擦応力が大部分の正常な運動に属する許容領域内に保たれる。

第18、19、20、および21図の第2支成分142は中間脛骨支成分117の下端にある。この支成分

うえ、この期の屈曲における歩行時の負荷は0~95度範囲の屈伸範囲における負荷よりずっと小さいので、正常な運動を行なうに要する屈曲を十分に行なうことができる。この範囲で屈伸範囲の運動を行なう場合は0~95度範囲で行なう場合より関節に対して重い負荷が生じる領域はずっと少ないから、より高い屈曲のあるいは漸進的な応力は許容されてよいし、また疲労や過度な摩擦が生じることもない。95度から140度までの屈曲は大腸骨補綴の大腸骨第2後方支成分B₂によつて受けられる。しかも、かかる屈曲時に予想される応力は、然らくどんな摩擦補綴を付けている人でも、勿論、避ければならぬ深いしやがみ込みのよりな屈伸範囲の深い曲げ動作時を除けば、重大な永久変形が予測されることはないと思われる応力である。このような応力が起ると予想される領域は低いから、疲労はこの箇所(部分B₂)においては問題にならない。明らかなことであるが、かかる関節を付けている患者には深く摩擦面を曲げたり類似の運動を行なつたりすることを思い止まらせ

は平坦面143と突出パチ形面144からなる。平坦およびパチ形支成分は、第15、16、17および34図に示される膝骨台板成分116の上端145と端部成分にある軌道面146および154に対して摩擦面によりかみ合う。

第15、16、および17図に示されるこの膝骨台板116は、十字形軌道が取り付けられる基部腰骨の部分が嵌合する切欠き部分を有する厚度147からなる。2つの軌道148と153が厚板147に設けられる。これらの軌道148および153は2つの同一の中間脛骨支成分117を受けると共にそれらを拘束することが第32Aおよび32B図からわかる。これらの支成分は第18~21図に示される中間脛骨支成分と実質的に同じである。膝骨台板成分116の厚板147の形状は、よい荷重支持が得られるように出来るだけ腰骨の外皮質骨とかみ合うように、またこの成分を左右の腰骨に対して促えるように形成される。3本の短かいスライク149、149および172は関節に対する負荷の配分を視立ち、余分の負荷を多孔質骨に対して伝達すると共

に、若し引張負荷があればそれに抵抗する。中間脛骨支成分117と脛骨台板成分116が両方共対称であるため左や右の向きを指定する必要がなく、ねじを行なう外科医がねじ込時こうした事例にわづらわされる心配がなくなる。

第16図における曲軌道148の形状からわかることであるが、中間脛骨支成分117は中心位置から前後方向に動くにしたがい、互にいくぶんより近づく方向に動く。傾点支線挿入物を使用すれば内側への移動を相対的に大きくすることができて非調和がほとんどないことは、図3Aおよび37B図により知ることができる。例えば、中間脛骨支成分が全体で6mm曲くと、分離距離には0.5mmの変化が生じる。この分離距離の変化は、曲軌道148の径150および151(第34図)とこれらにかみ合う第19図の中間脛骨支成分117の突出パチ面144との間に、ごくわずかな非調和面を用いたうえわずかな隙間を設けるかそのどちらかを行なうことにより容易に調節される。大腿骨補強の部分12ととの関係を行なう場合、1つの実施例で用いられる

径の中心152があるが、各成分がすべて組立てられると、大腿骨成分111の第1負荷支成分12の右球面半径の中心155(第7図参照)を通過する。ゆえに、この径線の周りにだけ回転できるように補強を挿入したとしても、その運動は左側の球面接触と左側の軌道の曲率のため調節できるだろう(たとえば、プラスチックが完全に硬いとしないものでも)。同様に、左側の径線の周りの運動も調節できるであろう。膝関節に予想される他のどの屈角軸のまわりの運動であつてもその軸運動の場合、第36図に示されるように、中間脛骨支成分117がわずかではあるが内側に動く。この内側への運動は、この運動が前後方向の移動によつて生じた場合と同様に、中間脛骨支成分117の突出パチ面144と脛骨台板成分116の曲軌道148および153との間にごくわずかな非調和面を設けたりえわずかな隙間を設けるかそのどちらかを行なうことにより調節される。拘束がより少ない先行技術であるオックスフォード式膝関節も、硬直が完全ではあつても、軸回転と前後方向の移動を行なう余地はあらう。

膝屈非調和比は約0.99であり、 ρ は次のようにきまる。

$$\rho = R_2/R_2'$$

ただし、 R_2 = 大腿骨成分111上の支線面121の第1負荷支成分12の球面半径、および

R_2' = 中間脛骨支成分の第1負荷支成分141の球面半径(第19、20図)

とする。

膝屈応力はこうすれば非常に低くすることができ、必要な分離距離の変化も行なうことができる。前後方向の移動のほか、脛骨の軸回転が屈曲中に生じる。この回転は各屈曲面の形状、特に大腿骨成分111の第1負荷支成分12の球面半径ならびに脛骨台板成分116の曲軌道148および153の曲率によつて調節される。第16図により最もよくわかるように、脛骨台板116の左曲軌道153の曲率の中心152は左曲軌道面154に直内な線上にある。この線はその上に左曲軌道153の曲

本発明の場合、安定用軌道を利用できるようにしながら、かゝる運動が得られる。

本発明に利用される軌道のかみ合せ方法には次のいくつかの機能がある。

1. この方法によると中間脛骨支成分117は回転は妨げられる。例えば、

(i) 先行技術であるオックスフォード式挿入物のより小さい円形の台板157に比較して非円形のより大きい支線台板(第38A図にある)を使用できるようにしてある。本発明により生じる脱臼高さ158も、第38B図に示されるように、先行技術であるオックスフォード式挿入物の脱臼高さ159より大きい。このように高さを大きくしてあるため、大きな圧縮負荷により摩擦が生じた場合支線挿入物を前後方向に動かすための移動力を大きくすることができる。

(ii) 第38C図でわかるように非心(すなわち、前後方向で見て非心)の球面半径160を使用できるようにしているので、内側かみ合い高さ161が相対的に大きいため、中心または横方向

の安定性が唱えている。このことは、その内側かみ合い高さ 163 が歯縁として相対的に小さくなっている先行技術であるオックスフォード式膝関節の中心線面半径 162 と対比するべきである。本発明のかみ合いは改良されているので、軸回転や前後移動によつて影響されない。従来の設計ではこうはいかない。

2. この方法によれば、曲軌道 148、153 それぞれの 1 部を固定する特徴が得られる。この特徴は寸法上のより長い中間脛骨支成分 117 が加わるので、前記した先行技術によく見られる傾斜や脱臼の可能性が除かれる。

3. 曲軌道 148、153 はスラスト面を提供するので、中心から横方向にかゝる剪断負荷はオックスフォード式膝関節の場合のような摩擦と骨の摩擦接触が全くないこの特徴によつて全方向引受けることができる。

故に、本発明すなわちニュージャーシー式凹凸挿入物膝関節交換補綴 (NJMK) は小量の非制限性 (および単純性) を犠牲にすることによつて

(第 61 頁)

限界を越えることは非常に有利な交換条件であると思われる。

このほかの利点は使用する脛骨固定方法に由来する。

脛骨成分の短縮と損傷は膝関節交換補綴の主要な問題である。このことは先行技術であるオックスフォード式膝関節に使用されるマツキントッシュ型台板について該当する。この型の台板の間隙は図 41 A と図 42 図に示されており、後部負荷 164 と横方向負荷 165 が示されている。後部負荷 164 のため、脛骨の後部には圧縮応力が、また前部には引張応力が生じることによって注意を要する。脛骨台板の前部は、図 41 A 図からわかるように、引張応力のため増える傾向がある。また、固定フィン 166 が応力を集中する大きな効果もある。脛骨台板が傾いても後部または横方向へ骨を大きく圧縮する応力が生じるため、図 42 B 図に示されるように、骨の損傷する傾向が増大する。

本発明による単面曲線補綴の例えは図 41 A および 42 B 図に示される脛骨台板 167 の場合、傾斜負

荷の大きな改良を達成するものである。NJMK の接所と相義を先行技術のオックスフォード式膝関節の設計と比較すると、次のように要約することができる。

(a) 大腿骨成分 111 の後部部分 θ_2 と θ_4 (第 8 図) により小さい主受母半径を使用しているため、全屈曲ができると共に、中間脛骨支成分 117 の過度な移動を伴わない全屈曲ができる。

(b) 起りうる中間脛骨支成分のいろいろな脱臼モードがない。

(c) 膝関節に打撃より大きい挿入物移動力が生じる。

(d) 中心から横方向へのより大きい安定性が生じる。

(e) 有効な膝蓋骨-大腿骨連繋と脛骨-大腿骨連繋との組合せが得られる。

NJMK の主要な短所は人の膝関節にも存在するか、前述したように、屈曲が約 40° をこえると優れた支承の調和が失われることであるから、先行技術であるオックスフォード式膝関節設計に固有の

(第 62 頁)

荷はスパイク 168 にかゝる反作用圧縮負荷によつて抵抗をうける。スパイク 168 は図 41 A および 41 B 図からわかるように、直交圧縮力を受ける役にも立つ。図 41 A および 41 B 図には、後部負荷 164 と横方向負荷 165 が図 41 A と図 42 図の場合と同様に示されている。

効果は組合せされる (傾斜負荷がスパイク 168 にかゝる反作用圧縮負荷の抵抗をうけると共に、直交負荷がスパイク 168 により部分的に支えられる) ため、本発明による脛骨台板 167 の場合、膝蓋部にかゝる応力は比較的低下する。本発明による脛骨台板成分 116 は、第 16 図に示されるブリッジ 169 によつて傾斜力に抵抗する。ブリッジ 169 は、図 42 A 図からわかるように、2 つの脛骨丘部分 170 と 171 を結合するとともに負荷のある部分を 1 方の丘部分から他の丘部分へと伝達する。比較のため図 42 図に示したのは先行技術による単面台板を有する補綴であるが、これでは補綴と骨の界面を横切つて少しでも負荷の振分けを行ないには非効率的である。また、溝 15 および 17 図に示さ

れる本筋の骨の骨部スライタ 172 は接骨負荷に抵抗する役目をする。なお、ブリッジ 169 は第 39 日図に面かたれている脛骨頸状突起の外向きに拡がる破損が生じないようにする。

接骨に熟練したものであれば、また大腿骨成分 111 と膝蓋骨脛骨 112 を再び接合すればさらに修理されるが、接骨骨固定成分 114 の支床面 173 と 138 (第 13 図) および中間脛骨成分 113 の支床面 137 と 134 は腫の外科的な調整不良と正常な脛骨双方を調節するから、大腿骨成分 111 の支床部分 131 と 132 および中間脛骨成分 113 の負荷支床面 125 との間に面接触を生じることができる。同時に、更に修理されるが、中間支床成分 117 の支床面 143 と 144 それぞれおよびこれらにかみ合う脛骨台板成分 116 の支床面は腫の外科的な調整不良と正常な脛骨双方を調節するから、大腿骨成分 111 の第 1 負荷支床部分 141 と中間脛骨支床成分 117 の第 1 負荷支床面 141 との間に接触する実質上の面接触を生じることができる。この実質上の調和は、第 40 日図において示される多行のうちの直交を立

び 47 日図に示されるように、中間脛骨支床成分 117 と一線に用いられるが、これは第 18 ~ 21 日に示される通りである。第 47 日および 47 日図は脛骨台板 117 と中間脛骨支床成分 117 を固定することによつて単区面交換関節交換補綴が形成されることを示す。

再び第 18 ~ 21 図を参照すると、接骨に熟練したものでならさらに修理されることであるが、中間脛骨支床成分 117 は手術中容易に取外せるから、この成分を適当な荷重 (付随荷重) の能力が得られる厚さの中間脛骨成分と交換することができる。

故に、多数のいろいろな厚さの中間脛骨成分を用意して、搬送を行なう外科医は荷重の強さを適度にできるものや外反脛用のものを確保できらう。例え、固定成分、例えば脛骨台板成分 116 や大腿骨成分、についていらいと調べる必要がない。なお、かゝる構造であるため、中間脛骨支床成分が異常または予想外に摩耗または変形している場合は容易に交換することができる。同時に、このことは膝蓋骨補綴 112 についても云えるから、中

脚部において生じる。

ここで、第 43 ~ 46 図を参照すると、本発明の双区面による実施例が示されているが、これには 1 対の別々の大腿骨成分 174 と 175 が利用されていると同時に、第 45 と 46 図において線図で示されるように、膝蓋骨補綴 112 の使用が省かれている。特に第 43 および 44 図を参照すると、右側個別大腿骨成分 174 が示されているが、第 45 および 46 図に示される個別大腿骨成分 175 は第 43 および 44 図に示される右側個別大腿骨成分 174 の複製であることがわかるであろう。この実施例の脛骨補綴 115 は既述した脛骨補綴 115 と同じである。第 46 図を参照すれば理解されるが、個別大腿骨成分、例えば 175、にある負荷支床面 176 は第 8 図に示される部分 8a、8b、および第 1 負荷支床成分である主要部分 8a と全く同じである。故に、これらの個別大腿骨成分 174 と 175 の部分 8a は前に説明したように中間脛骨支床成分 117 と面接触状態にあるから、前に述べたと同じ脛骨と大腿骨の連繋が得られる。単区面交換の場合脛骨台板は、第 47 日および

中間脛骨支床成分 113 いろいろな厚さのものがあれば、異常または予想外な摩耗または変形がある場合は交換することができる。

なお、理解されることであるが、大腿骨成分 111、膝蓋骨固定成分 114、および脛骨台板成分 116 はコバルト-タングステン合金かチタニウムあるいはステンレス鋼のような外科手術用金属で作れるものなら好ましいのであるが、比較的剛く (接骨時にくらべて)、生調和性があり、加わる負荷に耐えられ、かつ中間脛骨挿入物に対して十分な支持性を有するものならどんな材料を用いて作つてもよい。例えば、中間脛骨支床成分 113 や中間脛骨支床成分 117 は負荷に十分耐えるだけ十分強いと同時に、かみ合わされる材料に対して十分な支持性を有するものであればどんな生調和性材料で作つてもよい。しかし、これらの成分は高分子ポリエチレンか共重合アセタールのようなプラスチックで作ることが好ましい。

足関節補綴は本発明の別の実施例であり、第 48、49、および 50 図に示されている。脛骨台板成分 178

は距骨に埋込まれ、また脛骨成分179は距骨末梢部に埋込まれる。中間支成分180は距骨台板成分178と脛骨成分179の中間に位置される。距骨台板成分は第48図に見られ母曲線により作られる図板面部分からなる上部支表面を有することは第48および50図からわかる通りである。母曲線は、この場合、2本の25の接線により半径0.250インチの1つの円弧に対して接線される半径0.625の2つの円弧からなるのが普通である。この配置は形式上前記膝関節の突端例で用いた母曲線の組合と同じである。

距骨台板成分178の下部には、第48図に見られ距骨埋込用端部側面のある固定フィン182がついている。脛骨成分179は端部頂部のある平板183と固定フィン185からなり、これらは両方共脛骨内への埋込みに使用される。プラスチック中間支成分180には、距骨台板成分178の上部支表面にかみ合う下部支表面186がある。中間支成分180にはさらに平坦な上部支表面187があり、この面は脛骨成分179の平坦な下部支表面188にか

ない。機械的拘束物が全然なければ膝にかゝる力の負荷が最小化されるから、このことは望ましい特徴である。

第48～50図の補綴関節は軸回転、すなわち大腿骨の軸の廻りの回転、を行なうこともできるが、これを制約するものは自然の組織による以外のものは何もない。なま、この補綴関節による屈伸は拘束されることがない。軌道（例えば距骨台板178の上部支表面181の特徴的な形状）の目的は、中間支成分が距骨台板成分178の中心-横方向境界の外へはみ出さないように保持することにある。このようにして、中間支成分180が隣接する骨に働き掛けることが防がれる。

第48～50図の補綴関節が先行技術であるオックスフォード式膝関節となれば異なるのは、距骨成分178と中間支成分180間の接線が軌道式であるためばかりでなく、この関節によれば少くともそれに圧縮力による負荷がかかっている（正常な状態の間は外反転や内反転を避ける可能性なしに屈伸運動を行なうことができるからでもある。中

み合う。

距骨台板成分178の上部支表面178がその形状により中間支成分180の運動を拘束する軌道として働くことを認識することが重要である。

第48～50図に示す足関節補綴は距骨台板成分178を中間支成分180に嚙合して回転することによつて屈伸運動ができるようにする。足関節が屈伸されるにしたがつて中間支成分180の下部支表面186と距骨台板成分178の上部支表面181との嚙合み合いが生じるので、脛骨と距骨間で屈伸運動を行なうことができる。

中間支成分180の平坦な上部支表面187と脛骨成分179の平坦な下部支表面188が嚙合的にかみ合うので、前後方向の並進ならびに制限された中心-横方向の並進を行なうことができる。中心-横方向の並進は解剖学的特徴、すなわち足関節の構造、のために制約される。

前後運動は切荷の働きのため制約される。この様に、第48～50図の補綴は前後方向または中心-横方向の並進に対して機械的な拘束物を全く含ま

ない。中間支成分180の平坦な上部支表面と脛骨成分179の平坦な下部支表面188との嚙合接線によつて得られるのは軸回転だけである。先行技術であるオックスフォード式膝関節は、これに反して球面支表面を有しているため、本発明による足関節補綴によつて得られる2度とは異なる3度自由な回転運動を行なうことができる。

追加の了つた補綴足関節が第51および52図に示されている。第51および52図に見られるのは、距骨台板成分178、中間支成分180、および脛骨成分179である。比較のため、解剖足関節を第53および54図に示す。

本発明の軌道は支乗挿入物の運動を拘束する役目をするものであるが、いろいろな形状にすることができることが認識されなければならない。例えば、第34図に断面で示される保持機構のついた軌道があると同時に、第48図の足関節補綴の軌道がある。第55図に断面で示されるのはさらに別型の軌道であり、補綴関節に加わる力の負荷によつて支乗挿入物189を台板成分191の層部190にしつかりと

押える場合に活用するのに適している。

次に、股関節内骨格補強の外科処置要領は下記の通りである。

患者を仰向きで発勢で手術台に寝かせる。腹がつかないように、膝関節の手術準備を行ない、掛け布をかける。静脈血を逃がすため1分間脚を持ち上げてから、横にしておいた大腸の止血帯に400 mmHgになるまで空気を入れる。膝関節を全伸伸してのち、脛骨小脛から股関節の中央線の方へ上向きにゆつくりとした曲線による8割切開を行ない、ついで中央大腿筋の中央線に沿って後方に曲線を延していく。中間の縫合、縫合、および縫合層は皮膚の切開に合わせて切開する。中央大腿筋の腹面は大内転筋に付着しないように持上げておく。股関節を横にせらせることにより脛骨-大腿骨関節部全体を露出する。四頭筋筋繊維に過剰の張力があるため股関節を完全には横に移動できない場合は、脛骨小脛から股関節を真ぐらい引きちぎらなければならないことがある。同様に、中央大腿筋の中央付着部をさらにかくく2つに区別

けすることが、四頭筋筋繊維を中央部寄りで動かすために必要な場合がある。このようにすれば、股関節を完全に110度まで曲げられるうえ、関節部を前方へ完全に露出することができる。

このとき、過剰な滑液や肥大した脂肪板の除去を行なう。中央と横を新月形に切開すれば脛骨丘線の露出が容易にできるから、この方法を実施すべきである。縦状突起間の含有物をしらべれば十字形切開の状態を明らかにすることができる。過剰な滑液をこの部分から除去することによつて、腹が万一脛骨成分面を壊したりそれに対して残えすぎたりしないようにする必要がある。

脛骨中央部と大腿骨束脛部についての軟組織片を除去し、骨保護物を後方へすべらせて付随韧带と後部腱膜との間に入れることにより、関節面を切除する前後神経血管束を保護する。4/4のペリオステール・エレベータ (Periosteal elevator) を用いれば、骨保護物のための軟組織面を發育させることができるが、このペリオステール・エレベータ (Periosteal elevator) は股関節の側面筋(リ

トラクトール)としても使える。

股関節を100度屈曲してから、縦状突起内切欠き線に4/4のドリルを用いてドリル孔をあける。ドリルを後部大腿骨端の底までさける。次に、脛骨切離ジグを設置するが、この設置はスパイクを大腿骨端の後部に位置すると共に、骨端の滑車脚を脛骨に平行にすることによつて行なう。この屈曲期を通じて付随韧带を緊張してかきながら、ジグについている平行切離器を用いて正しい切除面を確認する。脛骨端がジグの端末部に平行に曲げられると、ジグの後方屈曲角は確実に10度になつていく。補助鋼を用い、十字形切離器を導入される筋起を残しながら脛骨の準備を行なう。切除面は、脛骨成分に直交にかゝる負荷に対して利用できる骨材の量によつて異なるが、5、10又は15mmの深さのところに作られる。適当な屈曲張力が得られ骨の切除が終わったなら、脛骨調整ジグを大腿骨端から取外し、次いで大腿骨シェーバーを同じ場所に取付ける。大腿骨シェーバーは、前部と後部の切除面が大腿骨端状突起に対し対称的で平行にあ

るように設置する。骨切開機において再び補助鋼を使用することによつて、大腿骨の前部と後部縦状突起の切除を行なう。それから、大腿シェーバーを取外したりして股関節を全伸伸すると同時に、伸張大腿骨調整ジグを調整部に嵌め込む。大腿骨を手で引張ることによつて調節式反屈足案内を5~10度の生理外反屈に調整しながら、末梢大腿骨の水平切開を行なうことによつて付随韧带の伸張張力が十分あることを確認する。この補助鋼を用いての切開が終わったならば、伸張調整ジグを膝関節から取外す。膝関節を再び屈曲してのち、傾斜骨手術ジグをハンマで叩きながら末梢大腿骨材の固定孔に取付ける。前述の傾斜切開をそれからジグ面に合わせて行なうと共に、傾斜骨手術ジグの中央切欠きを用いることにより後部大腿骨フランジ骨面の調整切開を行なう。傾斜骨手術ジグを取外してから、ジグによつて造られた調整孔から縫合を取出したりえ、大腿骨補強の固定ピンを取付ける。次に、大腿骨成分を試験的に取付けてみる。確実にすべての面の接触を正しくするに

は、骨材を大目に削らねばならない。次に、脛骨の準備を完了する。マーキング用短紙を用い、脛骨成分のスライクの位置をマークする。メチレンブルーでマークしたら、脛骨スライク用溝をキュレットが丸のみを用いてつく。次に脛骨成分を試験的に取付け、このとき適当に骨の切除を行うことにより、補綴の金属対骨の接触が優秀であることを確認する。こうして両方の骨の切除が終了したら、試験的な脛骨および大腿骨成分の試験的な密着を次のようにして行なう。

金属脛骨成分を中央脛骨に取付け、適當な中間脛骨支成分を所定の位置に挿入する。次に大腿骨成分をその適當な位置に取付け、膝関節の前帯が関節両方において適當な張力を持っているかどうか試験する。肩帯に添って万一脆弱があれば、より厚い支成分を使用することによって付録帯を締めつけることができる。支成分高さは増分 2.5 mm で得られるから、それらを用いればこの段階で関節の張力を調整することができる。これらの支成分高さを使用すれば、内反足-外反足の調整を

心が一致すると共に大腿骨フランジに添って引くことなく容易に調整しなければならぬ。拘束性の付帯やゴツゴツした当りは、この時点で完全に矯正するものとする。

納得のいく試験的な取付けが得られたら成分を取外したうえ、養生塩溶液を用いて十分に洗浄する。メチルメタクリレートの第 1 パッチを混合し、膝関節を曲曲状態にして脛骨面に塗る。脛骨成分をゆとりとそこの固定域内に滑り込ませてから、完全をポリマー化が得られるまで強く圧力を加えておく。硬化期の間、余分なメチルメタクリレートはメスと丸のみを用いて脛骨成分のヘリから削り取る事ができる。次に、支成分を脛骨成分に挿入し、さらに大腿骨成分を所定の位置に接合する。余分なメチルメタクリレートを大腿骨成分の問題から取除くことによつて、支成分にこの不純物が無いことを確認する。メチルメタクリレートの第 3 パッチを用いるか、さもなければ大腿骨成分に使ったセメントの 1 部を用いるかして、膝関節の多孔質骨を閉じる。膝関節固定フィン

を正することもできる。脛骨-大腿骨切除が正しく行われたら、膝蓋骨の交換に注意を要する。メスを用い、骨皮の組織と相関を膝蓋骨の周辺から取り去つて膝蓋骨の高さまで下げる。それから、補助筋を用いることによつて進展面を除去する。切断面は膝蓋骨縁の下面と平行であるものとする。

膝蓋骨のマーキング用短紙の中心をここで膝蓋骨の水平および垂直軸に合わせると共に、長い固定フィンを横方向に向ける。メチレンブルー染料を用い、成分の固定フィンのためのフィン溝をマークする。これらの溝の深さは 4mm にとり、セメントを用いて機械的な固定を行なうので切削を少なめにする。

ここで、試験用膝蓋骨交換補綴をあててその取付を評価することができる。ゴツゴツした当りがあれば取除き、当りが適當であることを確認する。膝蓋骨をその解剖位置に移動することにより、大腿骨軌道内での調整を点検する。ここで、3 分全部を所定位置に入れば、運動範囲をテストすることができる。膝蓋骨補綴は大腿骨と中

それらのかみ合い溝内に強く正入すると同時に成分を膝蓋骨成分クランプを用いてしっかりと押える。ここで、余分なメチルメタクリレートは膝蓋骨背面の縁から取除くことができる。接合剤の垢層がすべて完全にポリマー化したら、膝蓋骨をその解剖位置に戻してのち、運動範囲を再びテストする。ここで、2 本の中サイズのヘモバット(hemovac)排膿管を関節部のスペースに設置することによつて、術後切除部の上積方向に排膿する。破損と細網の早期閉鎖は最初のいくつかの縫合については膝関節を 90 度に屈曲した状態で +20-0 クロム縫合糸を用いて実施し、次いで 60 度に屈曲して 2 番目の各縫合を行ない、最後には 90 度に屈曲して残りの閉鎖縫合を行なう。皮下組織は +3-0 普通縫合糸で閉鎖されるが、このとき皮膚の状態は +3-0 ナイロン縫合糸を用いることによつて張力のかゝっていない状態にほぼ等しくされる。Hemovac 排膿管を確着することによつて吸入を行なうと同時に、ロバート-ジョーンズ加压包帯を着装する。脚を高くしてのち、患者を回復室へはこび、そこ

でアイスバックを証明する際に出てくる。

4. 図面の簡単な説明

第1 Aおよび1 B図は先行技術であるオックスフォード式膝関節を示す図、第2 Aおよび2 B図は先行技術によるオックスフォード式膝関節が85°と120°（それぞれ）に屈曲しているところを示し、支え挿入物の85°および120°屈曲時の面方への進退は変位が示され、支え挿入物に生じうる脱臼の2つのモードが120°屈曲時について示されている間、第3 Aおよび3 B図もまた先行技術によるオックスフォード式膝関節を示し、第3 A図は膝関節が全く屈曲していないときの90°屈曲時における支え挿入物の位置を示す平面図、第3 B図は15°および30°の軸回転がある場合の90°屈曲時における支え挿入物の位置を示す図、第4図は、先行技術であるオックスフォード式膝関節が歩行の遊脚期にある場合、支え挿入物が脱臼する可能性を示す図、第5 Aおよび5 B図は、解斜角の高さと先行技術であるオックスフォード式膝関節補綴により提供される傾斜高さとの比較を示す図、第6

A〜6 D図は設計の違いに起因する短所のいくつかが先行技術であるオックスフォード式膝関節の支え挿入物を部分的に拘束することを示す図、第7〜9図は本発明、すなわちニュージャー式凹凸挿入物形膝関節、の大脳骨成分を示す図、第10〜12図は本発明による中間脛骨支え成分を示す図、第13〜14図は本発明による脛骨骨固定成分を示す図、第15〜17図は本発明による脛骨台板成分を示す図、第18〜21図は本発明による中間脛骨支え成分を示す図、第22図は本発明による大脳骨成分の裏面が1連の回転面部分によつて面かされる様子を示す図、第23図は本発明のいくつかの支え面が共通母曲線を持つ母軸の周りに各対の主要母半軸によつて回転することにより得られる様子を示す図、第24図は膝関節の全伸展位における脛骨骨槽様の大脳骨成分に関する向きづけを示す図、第25図は固定フィン（脛骨骨固定成分の）が傾斜負荷に抵抗する際の役割を示す図、第26図は中間脛骨支え成分を保持するために使用される脛骨骨固定成分のボタン部分を示す図、第27図は

(第81頁)

本発明により膝関節が大脳骨支え面に嵌して回転できる様子を示す図、第28 Aおよび28 B図は膝関節の全伸展位に生じる脛骨骨一大脳骨圧縮力が比較的低いことを示す図、第29 Aおよび29 B図は正常な歩行周期において負荷を支える立脚期に生じる脛骨骨一大脳骨圧縮力がいく分大きいことを示す図、第30 Aおよび30 B図は強く膝関節を屈曲したときに生じる脛骨骨一大脳骨圧縮力がずっと大きいことを示す図、第31図は脛骨骨と大脳骨の直接接触に明係する大脳骨前部関節軟骨ならびに脛骨と大脳骨の連接に明係する大脳骨後部関節軟骨を示す、大脳骨後部軟骨の断面図、第32 Aおよび32 B図は中間脛骨支え成分が大脳骨成分の支え面の形状に依つて脛骨台板の前部位置に保持される様子を示す図、第33 Aおよび33 B図は中間脛骨支え成分が膝関節の屈曲にしたがつて後方に移動する様子を示し、第33 A図は15°屈曲時を、第33 B図は120°屈曲時を示す図、第34図は本発明による脛骨台板成分の曲軌道の断面図、第35 Aおよび35 B図は中間脛骨支え成分が脛骨台板成分の曲軌道の中心

(第82頁)

位置から前方および後方へ動くにしたがつてやや寄せ合わされる様子を示す図、第36図は中間脛骨支え成分が大脳骨が後方に動くにしたがつてやや寄せ合わされる様子を示す図、第37 Aおよび37 B図は傾斜支え挿入物（すなわち、中間脛骨支え成分）を使用しているため、支え挿入物の内側への移動を比較的大きくすることができるので非関節を殆どなくすることができる様子を示す図、第38 A〜38 C図は本発明による中間脛骨支え成分のいくつかの状を示し、第38 A図はより大きい台板（先行技術であるオックスフォード式膝関節の円形支え挿入物の台板に比較して）を、第38 B図は本発明のより大きい脱臼高さを、第38 C図は本発明の非中心（偏心）球面半径を示す図、第39 Aおよび39 B図は先行技術であるオックスフォード式膝関節のマツキントツツム形脛骨台板により補綴と骨の界面に生じる望ましくない引張応力を示す図、第40 Aおよび40 B図は本発明による単区面製品品の脛骨台板を示す図、第41 Aおよび41 B図は本発明による単区面製品の脛骨台板のスペイクが傾

斜および圧縮荷重荷に抵抗する様子を示す図、第42Aおよび42B図は本発明による脛骨台板成分と柔軟台板を利用しているが負荷を補綴と骨の界面に分散する点で少しも効果のない先行技術による補綴との比較を示す図、第43および44図は本発明による単区面製品の大腿骨成分を示す図、第45および46図は個別の対の大腿骨成分を利用する本発明による双区面製品の埋込みを示す図、第47Aおよび47B図は本発明による単区面製品の埋込みを示す図、第48図は第50図に示される補綴の断面図、第49、および50図は本発明による足関節補綴を示す図、第51および52図は本発明による足関節の埋込みを示す図、第53および54図は第51および52図の埋込足関節と比較するための足関節の解剖図、第55図は、概略断面図により、別の軌道（単なる溝ではなく溝部がある）を示す図で、補綴関節に加わる力の負荷によつて支承挿入物を溝部にしっかりと保持するような応用に適していることを示す図である。

111…大腿骨成分、112…膝蓋骨補綴、113…

中間脛骨骨支承部分、114…膝蓋骨固定成分、115…脛骨補綴、116…脛骨台板成分、117…中間脛蓋骨支承部分、118…フランジ、119…頸状突起、120…固定ポスト、121…支承面、123、124…接線、125…支承面、126～128…支承面部分、129、130…溝槽部分、131、132…固定フィン、133…金属板、135…ボタン、136…保持面、137…端面、138…支承面、139…ピン、140…彎曲線、144…突起パチ部、147…厚板、148、153…曲軌道、149、172…スバイタ、150、151…壁、152、155…中心、154…軌道面、157…台板、158、159…股臼高さ、160、162…球面半径、161、163…かみ合い高さ、164、165…負荷、166…固定フィン、167…脛骨台板、168…スバイタ、169…ブリッジ、170、171…脛骨丘部分、172…スバイタ、174、175…大腿骨成分、176…支承面、178…脛骨台板成分、179…距骨成分、180…支承成分、182、185…固定フィン、183…平板、186、188…支承面。

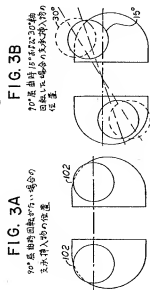
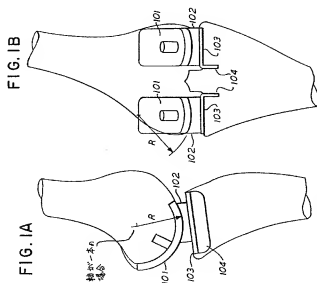


FIG. 2A

சென்னை

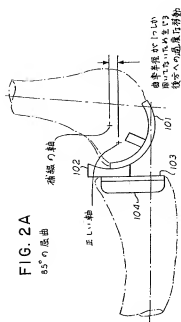


FIG. 2B

120° の厚み

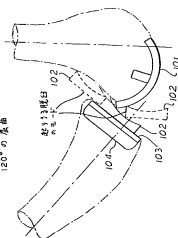


FIG. 4

歩行の速度調節

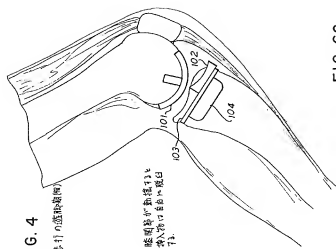


FIG. 6C

高い圧縮圧力

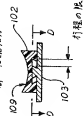
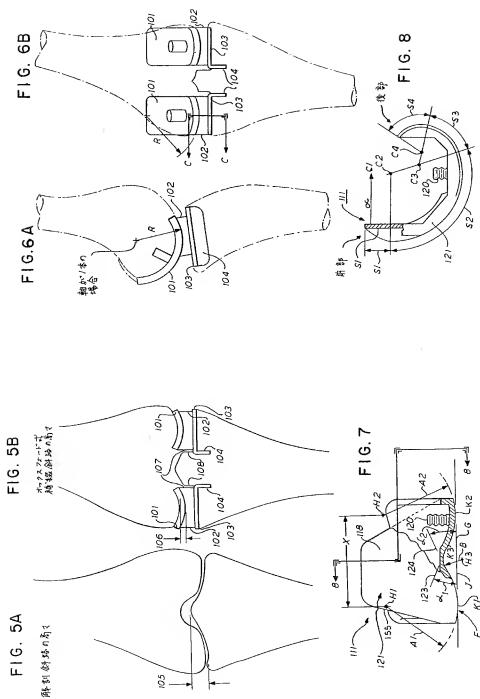


FIG. 6D

非調子や律呂の度合が、
高いと低い方が多い。





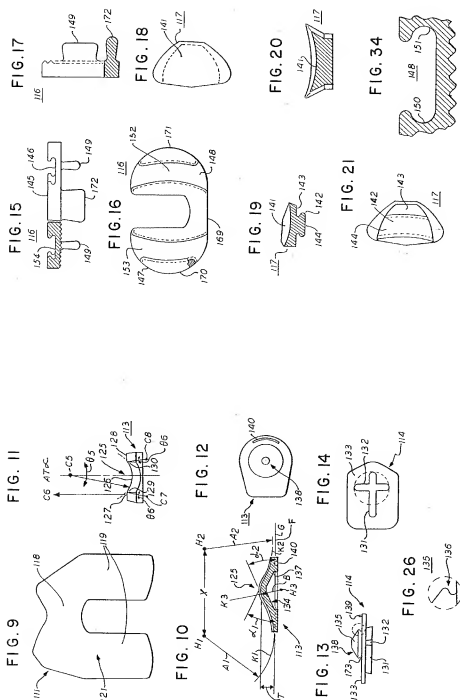


FIG. 23

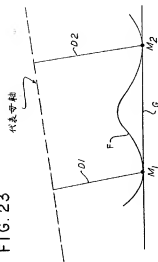
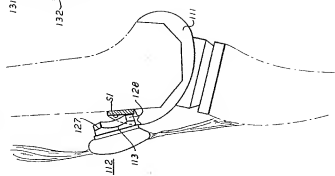


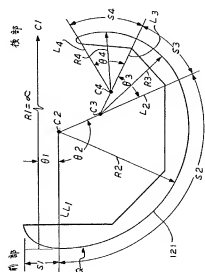
FIG. 25

120 個行 器に於ては、第 1.



各作是時、力壓縮食奇
120 個行 器に於ては、第 3.

FIG. 22



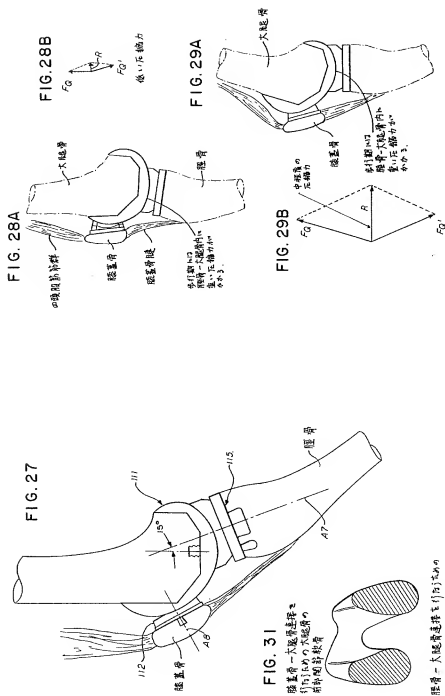


FIG. 30A

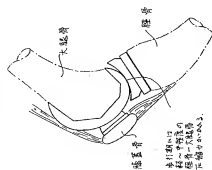


FIG. 30B

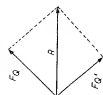


FIG. 35A



FIG. 35B

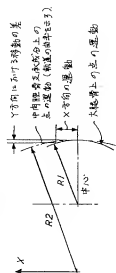


FIG. 32A

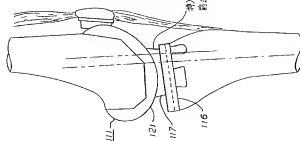


FIG. 32B

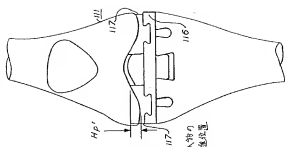


FIG. 36



大腿骨と膝方は動く場合の
挿入部の内面への動き

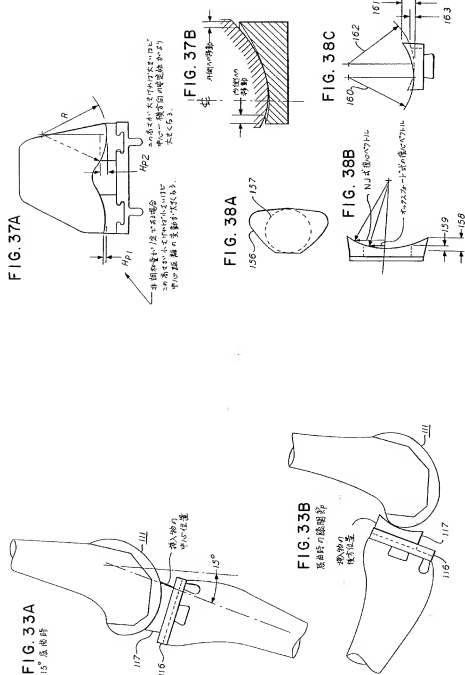


FIG. 39A

フタの引込溝に
フタを押し入れ、
フタの引込溝に
フタを押し入れ、
フタの引込溝に
フタを押し入れ、

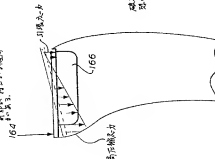


FIG. 39B

フタの引込溝に
フタを押し入れ、
フタの引込溝に
フタを押し入れ、
フタの引込溝に
フタを押し入れ、



フタの引込溝に
フタを押し入れ、
フタの引込溝に
フタを押し入れ、
フタの引込溝に
フタを押し入れ、

FIG. 40A

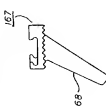


FIG. 40B



FIG. 41A

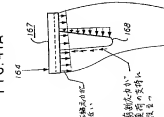


FIG. 41B

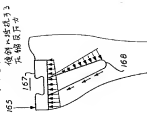


FIG. 42A

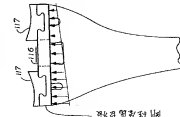
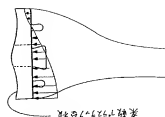
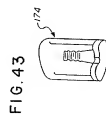
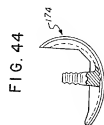
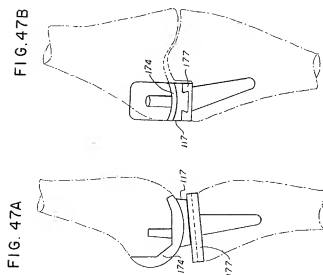
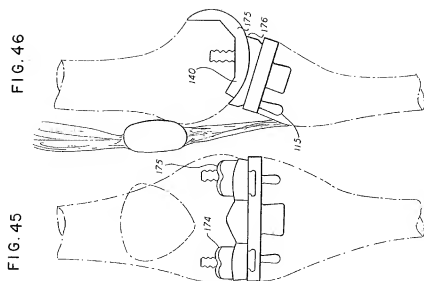
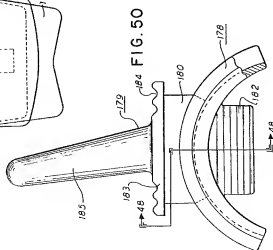
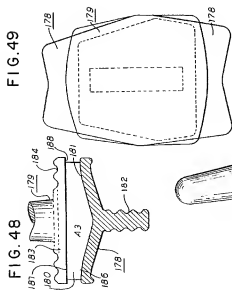
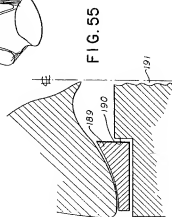
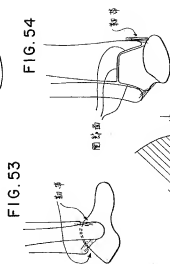
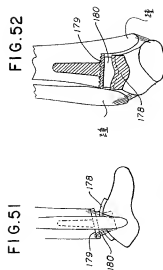


FIG. 42B







手 続 補 正 書

特開 昭56-83343(33)

補 正 書

昭和 55 年 9 月 22 日

本願発明の名称を「改良補綴歯」と補正する。

特許庁長官 島田春樹 殿



1. 事件の表示

昭和 55 年 特 許 第 74138 号

特許出願人 バイオーメディカル、エンジニアリング、コープ

2. 発明の名称

ニムシャー式凹凸支承歯床交換補綴

代理人 押田良久

3. 補正をする者

事件との関係 出 願 人 ~~特 許 人~~
アメリカ合衆国 07102, ニムシャー州, ニュ
生 所
アータ, スージ, 2404, グートウエイ, I
氏 名
バイオーメディカル, エンジニアリング, コープ
名 称

4. 代 理 人

東京都中央区銀座 3-3-12 銀座ビル (551-5385・0274)
(7390) 弁 理 士 押 田 良 久

5. 手続補正指令書の日付 昭和 55 年 8 月 26 日

6. 補正により増加する発明の数

7. 補正の対象

願書及び明細書の発明の名称の欄

8. 補正の内容 別紙のとおり